

## محاسبه‌ی منحنی‌های هم‌دوز در فانتوم یکنواخت آب برای میدانهای تابشی منظم و غیر منظم در پرتودرمانی بیماران سرطانی جهت محاسبه‌ی دوز تعدیل یافته

محمد جواد طهماسبی بیرگانی<sup>۱</sup>، ناهید چگنی<sup>۲\*</sup>، منصور ذبیح زاده<sup>۳</sup>، شعله آروندی<sup>۴</sup>،  
ساسان رزمجو قلائی<sup>۴</sup>، فاطمه سیف<sup>۲</sup>

### چکیده

زمینه: توزیع دوز نقش بسیار مهمی در الگوریتمهای به کار رفته در طراحی درمان پرتودرمانی ایفا می‌کند. لذا یک مدل مستقل از بیمار برای محاسبه‌ی پروفایل به صورت تعدیل یافته مورد نیاز می‌باشد.

روش: بر اساس مفهوم مربع معادل برای محاسبه‌ی پروفایل برای هر شکل میدان تابشی اعم از با و بدون وج، با و بدون شیلد در شرایط نامتقارن و یا متقارن ارائه شده است. ابتدا درصد دوز عمقی برای تعدادی میدان مربعی در هر انرژی و وج  $45^\circ$  انجام شد. برای بررسی دقت این روش در محاسبه پروفایل، پروفایل برای چندین میدان تابشی و در چندین عمق اندازه گیری شد.

نتایج: مقایسه انجام شده بین دوزیمتری و محاسبات با استفاده از شاخص گاما نشان می‌دهد که در ناحیه با گرادیان دوز کم خطا در محدوده‌ی ۳٪ و انتقال منحنی هم‌دوز برای ناحیه‌ی نیم‌سایه ۳ mm می‌باشد.

نتیجه‌گیری: این روش محاسباتی یک الگوریتم سریع و دقیق برای محاسبه توزیع دوز هر میدان تابشی در پرتودرمانی فراهم می‌کند.

واژگان کلیدی: توزیع دوز، میدان معادل، میدان نامتقارن، میدان نامنظم، طراحی درمانی.

۱- دانشیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۶۱۱۳۳۶۸۹

tahmasebi\_mj@yahoo.com

۲- دانشجوی دکترای تخصصی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۶۳۵۳۴۰۲۲

nchegen@yaoo.com

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۸۳۶۱۵۱۴۱

sahar\_s59@yahoo.com

۳- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۲۵۰۳۲۲۸۳

Zabihzadeh\_m@yahoo.com

۴- استادیار، گروه رادیوتراپی، بیمارستان گلستان، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، اهواز، ایران.

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۶۶۰۶۴۸۷۰

Razmjoo.ajums@yahoo.com

\* نویسنده مسئول:

ناهید چگنی؛ ایران، اهواز، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی.

تلفن و پست الکترونیک: ۰۹۱۶۳۵۳۴۰۲۲

nchegen@yaoo.com

## مقدمه

یکی از کمیت‌های اساسی فیزیکی در پرتودرمانی دوز جذبی می‌باشد که از پرتوهای اولیه و پرتوهای اولیه پراکنده شده ناشی می‌شود. از آنجایی که مقدار پرتو اولیه برای همه میدانها یکسان است، لذا الگوریتم محاسباتی دوز مورد استفاده در سیستمهای طراحی درمانی (Treatment planning system) باید سهم پرتوهای پراکنده به نقطه مورد نظر را محاسبه کند. سیستمهای طراحی درمانی به اطلاعاتی درباره توزیع دوز بر روی محور مرکزی (از قبیل درصد دوز عمقی (PDD)، نسبت بافت به فانتوم (TPR) و یا نسبت ماکزیمم بافت (TMR))، پروفایل و فاکتور خروجی نیازمند هستند. از طرفی اندازه‌گیری برای تمام میدانهای درمانی با وجود عدم تقارن و در حضور وج و شیلد عملاً کاری ناممکن است. بنابراین وجود روشهای آنالیتیکال برای محاسبه PDD و پروفایل در هر عمقی و برای هر میدان تابشی در رادیوتراپی به شدت مورد نیاز است. چنین الگوریتمهایی برای تست و اعتبارسنجی محاسبات دوز توسط TPSهای تجاری که به طور روزافزون در مراکز رادیوتراپی به کار می‌رود، نیز قابل استفاده می‌باشد.

برای یک طیف انرژی برخوردی با یک ماده‌ی یکنواخت و با فرض وجود تعادل جانبی الکترونی (Lateral electronic equilibrium)، دوز رسیده به محور مرکزی ناشی از پرتوهای اولیه برای هر میدان تابشی یکسان است و تنها تفاوت بین مقدار پرتوهای پراکنده بر روی شکل نهایی درصد دوز عمقی اثر خواهد گذاشت. به همین منظور مفهوم میدان معادل اولین با توسط دی (Day) (۱) ارائه شد. برای میدانهای مستطیلی جدولی ارائه شده در مجله BJR (۲) و یا روابط تجربی مبتنی بر منطبق کردن داده‌ها از قبیل نسبت مساحت به محیط (۳) استفاده کرد. اما روابط و فرمولهایی برای حالت‌های درمانی پیچیده‌تر که بخشی از میدان تابشی شیلد شده است، وجود ندارد.

چندین روش برای محاسبه نسبت‌های خارج از محور (OAR) در میدانهای تابشی یکنواخت ارائه شده است. توابع توزیع فرمی-دیراک (Fermi-Dirac) توسط کورنلسون (Kornelson) (۴) برای تکنیک SAD (Source-Axis Distance) و وود-ساکسون (Wood-Saxon) توسط پال (Pal) (۵) برای تکنیک SSD (Source-Surface Distance) ارائه شده‌اند. این روشها اغلب در چندین عمق برای منطبق کردن اطلاعات تجربی نیازمند هستند. در اینجا روشی ارائه می‌شود که توزیع دوز خارج از محور مرکزی را در هر عمقی می‌دهد.

در دهه ی ۹۰، برای میدانهای نامتقارن و نامتقارن و جدار از داده‌های اندازه‌گیری شده برای میدانهای متقارن استفاده شده است (۶-۹). در روش به کار رفته توسط توماس و توماس (Thomas and Thomas) برای پروفایل میدان نامتقارن، پروفایل میدانهای متقارن با همان ابعاد در فاکتور تصحیح مربوط به سخت‌شدگی پرتوهای اولیه با عنوان POCR (Primary Off Center Ratio) ضرب می‌شد (۸). روش دیگری توسط کاو (Kwa) و همکارانش با این فرض که میدان نامتقارن از بسته شدن یکی از کولیماتورها ایجاد می‌شود و همانند یک میدان متقارن اما شیلد شده عمل می‌کند، فاکتور تصحیحی را پیشنهاد کردند که پروفایل برای میدان متقارن را نقطه به نقطه تصحیح می‌کرد (۱۰).

در این مطالعه، الگوریتمی برای محاسبه دوز در روشهای درمانی SSD ارائه می‌شود که قادر است با استفاده از برنامه‌های کامپیوتری پروفایل را در هر عمقی برای هر میدان تابشی دلخواه (یعنی متقارن، نامتقارن، با و بدون بلوک و وج) رسم کند.

## روش

۱ - محاسبه منحنی هم دوز به روش تحلیلی

یک صفحه‌ی مرجع عمود بر محور مرکزی در فاصله‌ی معینی از چشمه ( $SSD=100\text{cm}$ ) را در نظر بگیرید. ابعاد میدان نامتقارن توسط کولیماتورهای بالا (Y-jaws) و پایین (X-jaws) ایجاد می‌شود که تصویر آن بر روی این صفحه به صورت  $X1, X2, Y1, Y2$  می‌باشد، به طوری که مبدأ مختصات بر روی محور مرکزی واقع شده و بخشهایی از این میدان توسط بلوک و یا MLC (Multi-leaf collimator) پوشیده شده است (شکل ۱-الف). با فرض این که فوتونهای عبوری از فیلتر تخت‌کننده به صورت یک دسته پرتو موازی عبور کرده و با سطح فانتوم برخورد می‌کنند، هر المان سطحی ( $ds$ ) به صورت یک چشمه پرتوهای پراکنده عمل می‌کند. مقدار پرتوهای پراکنده از این المان سطح که به محور مرکزی می‌رسند به طور معکوس با مجذور فاصله‌ی بین این دو متناسب است. بنابراین معادل بودن یک میدان نامتقارن (Asymmetric) و نامنظم (Irregular) (که بخشهایی از میدان با بلوکهای سروبندی و یا MLC پوشانده شده است) با یک میدان تابشی دایره‌ای در مختصات دکارتی طبق رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود. که در آن  $\mu_b$  ( $1/\text{cm}$ ) و  $t_b$  (cm) به ترتیب ضریب جذب و ضخامت بلوک و یا MLC در مسیر پرتوهای اولیه می‌باشد. برای نقاط خارج از محور مرکزی  $(X_0, Y_0)$  در میدان تابشی (شکل ۱-الف)، نیز می‌توان میدان دایره‌ای یافت که سهم پراکندگی‌ها به محور مرکزی آن با میزان پراکندگی رسیده به  $(X_0, Y_0)$  برابر باشد. برای این منظور در رابطه‌ی (۱) عبارت  $x^2+y^2$  در سمت راست با عبارت  $(x-x_0)^2+(y-y_0)^2$  که فاصله‌ی تمام نقاط از نقطه  $(X_0, Y_0)$  را نشان می‌دهد، جایگزین خواهد شد. از آنجایی که نقاط  $(0, 0)$  و  $(X_0, Y_0)$  در مخرج کسرها باعث تکینگی می‌شوند، می‌توان از مساحت کوچکی در همسایگی نقاط مذکور به شعاع  $\epsilon$  (شعاع اتاقلک یون‌ساز) صرف‌نظر کرد (شکل ۱-ب). با استفاده از دستگاه قطبی به مرکز این نقاط، عبارت داخل انتگرال به صورت ساده شده

از آنجایی که توزیع دوز در امتداد محور مرکزی تنها بخشی از اطلاعات مورد نیاز برای محاسبه دقیق دوز در بدن بیمار را در اختیار متخصص فیزیک قرار می‌دهد، اطلاعاتی درباره‌ی تغییرات دوز عمود بر محور مرکزی پرتو در هر عمقی به صورت یک بعدی (پروفایل) و یا دو بعدی (منحنی‌های هم‌دوز) نیز مطلوب است. در این تحقیق به پروفایل در راستای محور  $x$  (Cross line) در عمقهای مختلف پرداخته می‌شود.

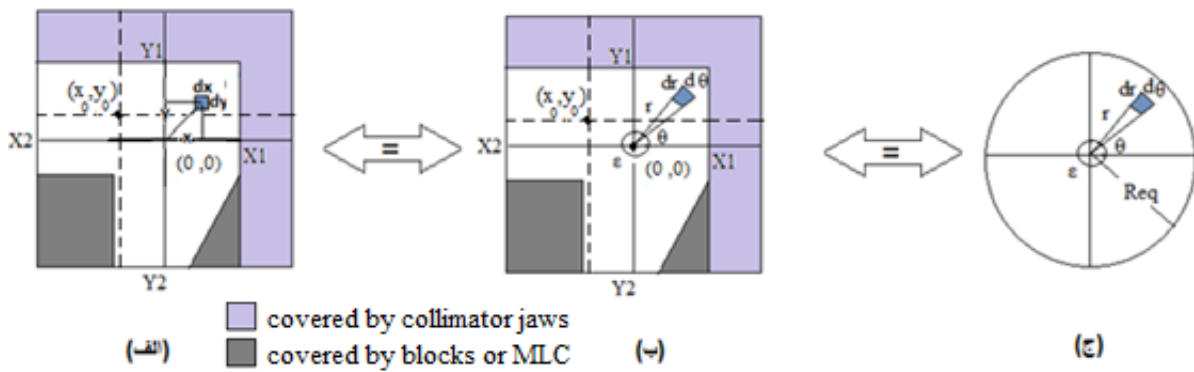
پروفایل پرتوهای ایکس پارانرژی شامل سه قسمت جداگانه می‌باشد: مرکزی، نیم‌سایه و سایه. ناحیه‌ی مرکزی بخش مرکزی پروفایل را نشان می‌دهد که از محور مرکزی پرتو تا  $1-1/5$  cm از لبه‌ی هندسی پرتو (یعنی نقاطی روی پروفایل با سطح دوز  $50\%$ ) گسترده شده است. در ناحیه نیم‌سایه، دوز به سرعت تغییر کرده و به میزان باز شدگی کولیماتور، اندازه معین چشمه فوتونی و عدم تعادل جانبی الکترونی بستگی دارد. سایه هم منطقه‌ای خارج از میدان تابشی و دورتر از لبه‌های میدان می‌باشد. در این بخش دوز معمولاً کم و نتیجه تابشهای عبوری از کولیماتور و سر دستگاه می‌باشد (۱۱).

برای هر نقطه بر روی محور مرکزی در یک عمق معین، دوز ناشی از پرتوهای اولیه برای تمام میدان‌های تابشی یکسان است و تنها تفاوت مربوط به میزان پرتوهای پراکنده از حجم درمانی می‌باشد. لذا دو میدان تابشی استاندارد و غیر استاندارد در صورتی با هم معادل هستند که دوز در امتداد محور مرکزی ناشی از فوتونهای پراکنده یکسانی داشته باشند. (۲) این تعریف را می‌توان به نقاط خارج از مرکز هم تعمیم داد به این صورت که اگر از تغییرات پرتوهای اولیه در عرض میدان تابشی (ناشی از ابعاد میدان، اندازه‌ی چشمه و فیلتر تخت‌کننده (Flattening Filter)) صرف‌نظر شود، تفاوت درصد دوز عمقی در نقاط خارج از مرکز نسبت به محور مرکزی تنها ناشی از میزان پرتوهای پراکنده متفاوت می‌باشد.

به ابعاد میدان می‌باشد که پس از ساده‌سازی و به کارگیری ریاضیات مربوط به فرایند انتگرال‌گیری، معادله-ی (۱) به شکل زیر در می‌آید:

$dr.d\theta/r$  تبدیل می‌شود و سپس با تقسیم میدان تابشی به هشت قسمت، جواب بخش شعاعی ( $dr$ ) انتگرال به صورت لگاریتمی خواهد بود و بخش سمتی ( $d\theta$ ) وابسته

$$\int_{X_2}^{X_1} \int_{Y_2}^{Y_1} \frac{dx dy}{x^2 + y^2} - (1 - e^{-\mu_b t_b}) \iint_{\text{shielded parts}} \frac{dx dy}{x^2 + y^2} = \iint_{\text{equivalent circle}} \frac{dx dy}{x^2 + y^2} \quad (1)$$



شکل ۱: میدان تابشی نامتقارن نامنظم را الف - در مختصات دکارتی، ب - در مختصات قطبی و ج - دایره معادل با شعاع  $R_{eq}$  نشان می‌دهد. نقاط  $(0, 0)$  و  $(X_0, y_0)$  به ترتیب برای محور مرکزی تابش و نقطه خارج از مرکز به کار رفته است.

$$R_{eq(x_0, y_0)} = \sqrt{(Y_1 - y_0)(Y_2 - y_0)} \left( \frac{X_1 - x_0}{Y_1 - y_0} \right)^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_1 - x_0} \right) / 2\pi} \left( \frac{X_1 - x_0}{Y_2 - y_0} \right)^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_1 - x_0} \right) / 2\pi} \left( \frac{X_2 - x_0}{Y_1 - y_0} \right)^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_2 - x_0} \right) / 2\pi} \left( \frac{X_2 - x_0}{Y_2 - y_0} \right)^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_2 - x_0} \right) / 2\pi} \times \exp \left( \frac{-1}{2\pi} \left( \int_{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_1 - x_0} \right) - \frac{\pi}{2}}^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_1 - x_0} \right)} \ln(\cos \theta) d\theta + \int_{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_1 - x_0} \right) - \frac{\pi}{2}}^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_1 - x_0} \right)} \ln(\cos \theta) d\theta + \int_{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_2 - x_0} \right) - \frac{\pi}{2}}^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_1 - y_0}{X_2 - x_0} \right)} \ln(\cos \theta) d\theta + \int_{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_2 - x_0} \right) - \frac{\pi}{2}}^{\tan^{-1} \left( \frac{Y_2 - y_0}{X_2 - x_0} \right)} \ln(\cos \theta) d\theta - (1 - T) \iint_{\text{shielded parts}} \frac{dr d\theta}{r} \right) \right) \quad (2)$$

که در آن  $T_J$  و  $C_{e,diseq}$  به ترتیب میزان عبور از فکهای کولیماتور و فاکتور تصحیح تجربی برای عدم تعادل الکترونی می‌باشند.  $\sigma_{in}^2$  و  $\sigma_{out}^2$  واریانس داخل و خارج میدان تابشی هستند که تنها وابسته انرژی بوده و از عمق و ابعاد میدان مستقل می‌باشند. به دلیل واگرایی پرتو، برای ترسیم پروفایل در عمق معین (d) بزرگنمایی (  $M = (SSD + d) / SSD$  ) در نظر گرفته شده است. رابطه‌ی (۴) ضریب تصحیح برای فک X1 نوشته شده است و برای دیگر فکها به طور مشابهی عمل می‌شود. در نهایت درصد دوز عمقی درون‌یابی شده از محاسبات قبلی در فاکتور تصحیح کولیماتور ضرب می‌شود. به این ترتیب می‌توان پروفایل را در هر عمقی محاسبه کرد.

در حضور وج، به دلیل سخت شدگی پرتو ( Beam hardening)، باید از جداول PDD مربوط به آن وج بهره برد. همچنین پرتو اولیه به دلیل عبور از ضخامت‌های مختلف، دچار تضعیف‌های متفاوتی نسبت به محور مرکزی می‌شود. لذا فاکتور تصحیحی برای وج ( $CF_w$ ) در هر نقطه دلخواهی به صورت تضعیف پرتوهای اولیه در این نقطه نسبت به محور مرکزی تعریف می‌شود.

$$CF_w = e^{-\mu_w (t_w - t_{0,w})}$$

(۳)

که در آن  $\mu_w$  ضریب تضعیف وج،  $t_w$  و  $t_{0,w}$  نیز به ترتیب ضخامت وج در مسیر پرتو رسیده به نقاط  $(x_0, y_0)$  و  $(0, 0)$  می‌باشند. قابل ذکر است که  $CF_w$  در صورت عدم حضور وج برابر با یک می‌باشد.

برای میدانهای شیلد شده، لبه‌ی بلوک و یا MLC همانند لبه‌ی کولیماتور عمل می‌کنند. بنابراین می‌توان برای نقاط نزدیک به لبه‌ی شیلد و زیر آن رابطه‌ی (۴) را به نحوی تغییر داد که به جای X1 و T، به ترتیب مختصات لبه‌ی بلوک و میزان عبور از بلوک ( $T_b = e^{-\mu_b t_b}$ ) را قرار داد.

$$CF_f(x_0) = \begin{cases} \frac{1}{2} \left( 1 - \operatorname{erf} \left( \frac{(|x_0| - X1)M}{\sqrt{2\sigma_{in}^2}} \right) \right) & x_0 < X1 \text{ (in-field)} \\ \frac{1}{2} \left( 1 - \operatorname{erf} \left( \frac{(|x_0| - X1)M}{\sqrt{2\sigma_{out}^2}} \right) \right) + C_{e,diseq} + T_f & x_0 \geq X1 \text{ (penumbra)} \end{cases} \quad (4)$$

که در آن  $R_{eq}(x_0, y_0)$ ، دایره معادل با پراکندگی‌ها نسبت به  $(x_0, y_0)$  می‌باشد. همان‌طور که انتظار می‌رود  $\varepsilon$  حذف می‌شود. برای حل انتگرالهای موجود در معادله (۲)، به ناچار باید از محاسبات عددی و نرم‌افزارهای محاسباتی (MATLAB) استفاده کرد. به عنوان یک حالت خاص، می‌توان شعاع میدان دایره‌ای معادل با یک میدان مربعی، با جایگزین کردن نصف ضلع مربع ( $S/2$ ) به جای ابعاد میدان نامتقارن ( $X1, X2, \dots$ ) و با استفاده از محاسبات عددی رابطه‌ی  $\frac{R_{eq}}{S/2} = 1.116$  حاصل می‌شود. که با رابطه‌ی ارائه شده توسط بیجانرگارد (Björngård) و سیدون (Siddon) (۲, ۱۲) توافق نسبتاً خوبی دارد. همچنین می‌توان رابطه‌ی ساده‌ای برای یافتن ضلع میدان مربع معادل ( $S_{eq}$ ) با یک میدان تابشی مستطیلی را نیز به دست آورد.

ابتدا  $S_{eq}(x_0, y_0)$  برای نقاط واقع بر مسیر پروفایل محاسبه می‌شود. سپس از داده‌های جدول PDD اندازه‌گیری شده برای چندین مربع، استفاده کرده و درصد دوز عمقی در عمق مورد نظر درونیابی می‌شود. حال باید این PDD برای نقاط خارج از مرکز و نزدیک به لبه میدان تصحیح شود. همان‌طور که قبلاً ذکر شده، در ناحیه‌ی نیم‌سایه، تغییرات دوز در اطراف لبه‌ی میدان به سرعت و به شکل سیگموئیدی تغییر می‌کند. علت اصلی این مسأله، توزیع نرمال (گوسین) فوتونهای خروجی از سر دستگاه و دلیل حضور کولیماتور می‌باشد. از آنجایی که انتگرال تابع گوسین منجر به یک تابع erf (Error function) می‌شود، ضریب تصحیح برای نقاط نزدیک به کولیماتور X1 به صورت زیر در نظر گرفته شد:

## ۲- روش اندازه‌گیری

در این تحقیق از دو شتاب‌دهنده‌ی واریان 2100C/D (محصول آمریکا) و زیمنس Primus Plus (ساخت آلمان) با انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگا‌ولتاژی برای اندازه‌گیری استفاده شد. هر دو دستگاه مجهز به دو جفت کولیماتور در بالا (Y1, Y2) و پایین (X1, X2) هستند که مستقل از هم حرکت می‌کنند. برای دوزیمتری از یک Scanditronix blue phantom ساخت شرکت Wellhofer آلمان با ابعاد 50cm × 50cm × 50cm و دو اتاقک یونش با حجم حساس (IBA, 0.13CC CC13, Germany) استفاده شد.

برای مقایسه روش به کار رفته در محاسبه پروفایل از شاخص-گاما ( $\gamma$ -index) کوچکتر و یا مساوی ۱ استفاده شده است. به طوریکه برای مناطق با گرادیان دوز پایین از معیار سنجش اختلاف درصد دوز (DD)،  $DD \leq 3\%$  و برای مناطق با گرادیان دوز بالا از فاصله تا توافق (Distances to Agreement)،  $DTA \leq 3mm$  که میزان شیفت پروفایل را نشان می‌دهد، استفاده می‌شود (۱۳).

ابتدا PDD برای چندین میدان مربعی برای هر انرژی و زاویه وج  $45^\circ$  بر روی محور مرکزی به طور جداگانه انجام می‌شود. برای اطمینان از صحت و دقت این روش در محاسبه پروفایل، برای چندین میدان تابشی مورد استفاده در کلینیک از قبیل متقارن و نامتقارن، وجدار و یا شیلد شده، در چندین عمق اندازه‌گیری می‌شود (اشکال ۲-۶). سپس پروفایل را برای دو انرژی ۶ و ۱۸ مگا‌ولتاژ و در سه عمق ۵، ۱۰ و ۱۵ سانتی‌متری محاسبه کرده و با تغییر فاکتورهای تصحیح و با استفاده از شاخص گاما بهترین مقادیر برای فاکتورهای مذکور به دست می‌آید. سپس با استفاده از فاکتورهای تصحیح محاسبه شده برای میدان متقارن، پروفایل برای دیگر میدانهای تابشی حساب می‌شود.

سپس یک الگوریتم با استفاده از نرم‌افزار MATLAB 7.14 برای محاسبه‌ی ضلع مربع معادل، انتقال داده‌ها و ترسیم پروفایل نوشته شد.

## نتایج

جدول مربع معادل اغلب برای کاهش تعداد دوزیمتریهای مورد نیاز برای دستگاه‌های درمانی به کار می‌رود. برای اعتبارسنجی چنین الگوریتمی ابتدا مربع‌های معادل با یک سری میدان مستطیلی با استفاده از رابطه‌ی (۲) محاسبه و با نتایج به دست آمده توسط BJR و ونسلر (Venselaar) (۱۴) در جدول ۱- مقایسه شده است. جدول ۱- نشان می‌دهد که برای میدانهای مستطیلی که یکی از اضلاع برابر یا بزرگتر از ۴cm می‌باشد، به نتایج به دست آمده از کار ونسلر با حداکثر اختلاف ۸/۰ و متوسط  $1/5 \pm 1/5\%$ ، نزدیکتر از نتایج BJR، با حداکثر اختلاف ۱/۸ cm و متوسط  $2/5 \pm 2/5\%$  می‌باشد.

برای میدانهایی با یک ضلع کوچکتر از ۴ cm به دلیل عدم تعادل الکترونی، توماس (Thomas) و همکارانش رابطه‌ای مشابه رابطه‌ی واداش (Vadash) بر اساس ضلع کوچک ( $X_{min}$ ) و بزرگ ( $X_{max}$ ) به صورت  $S_{eq} = (B+1)X_{min}X_{max} / (BX_{min} + X_{max})$  ارائه کردند با این تفاوت که ضریب واداش A برای هر دستگاه مقدار ثابتی است اما  $B(X_{min}) = a + b \cdot \ln(X_{min})$  متغیری از اندازه ضلع کوچک است و برای دستگاه زیمنس به شکل  $B = 0.52 + 0.45 \ln(X_{min})$  پیشنهاد شده است. برای میدانهای کوچک، ضلع مربع معادل با ضلع مربع معادل به دست آمده از رابطه ارائه شده توسط توماس محاسبه شده و با نتایج این تحقیق در ستون آخر مقایسه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود برای میدانهای مستطیلی با یک ضلع کوچکتر از ۲cm اختلاف درصدهای کمتری نسبت به کارهای قبلی دیده می‌شود.

جدول ۱: اندازه مربع معادل میدان‌های مستطیلی محاسبه شده از رابطه‌ی (۶) که با یافته‌های BJR و Venselaar (۱۴) و Thomas (۱۵) مقایسه شده است.

Rectangular fields (cm × cm)	Eq. 9 (cm)	Venselaar (cm)	BJR (cm)	Thomas (cm) <sup>#</sup>	Diff % with Venselaar	Diff % with BJR	Diff % with Thomas
2×6	2.9	3.3	3.1	2.9	+12.0	+6.3	-1.3
2×8	3.1	3.6	3.4	3.0	+15.0	+10.0	-0.9
2×10	3.2	3.7	3.6	3.1	+14.7	+12.3	-0.5
4×10	5.6	5.7	5.8	-	+2.1	+3.8	-
4×16	6.1	6.1	6.5	-	-0.3	+5.9	-
4×20	6.3	6.2	6.7	-	-1.8	+5.8	-
4×30	6.6	6.5	6.9	-	-1.3	+4.6	-
4×40	6.7	6.5	7.0	-	-3.5	+3.9	-
10×16	12.2	12.2	12.2	-	-0.2	-0.2	-
10×20	13.1	13.2	13.0	-	+0.5	-1.1	-
10×30	14.5	14.9	13.9	-	+2.5	-4.5	-
10×40	15.3	15.6	14.1	-	+1.9	-8.5	-
16×20	17.7	18.0	17.7	-	+1.4	-0.3	-
16×30	20.6	20.9	19.9	-	+1.4	-3.6	-
16×40	22.3	22.0	20.5	-	-1.4	-8.9	-
20×30	23.9	24.0	23.3	-	+0.5	-2.4	-
20×40	26.3	25.6	24.5	-	-2.6	-7.3	-
30×40	34.2	33.6	33.5	-	-1.8	-2.1	-

#رابطه  $B=0.52+0.45 \ln(X_{min})$  برای محاسبه ضلع مربع معادل استفاده شده است.

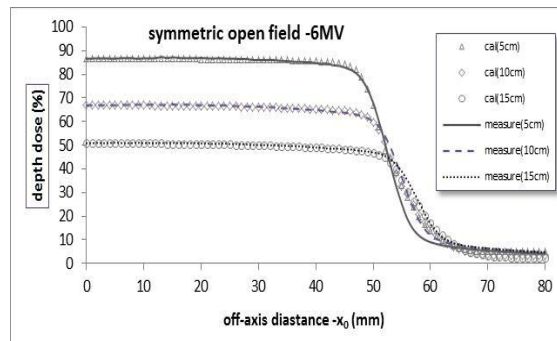
شده در عمق ۱۰ cm به ترتیب برای میدان ۱۰×۱۰ متقارن با وج ۴۵°، نامتقارن و نامتقارن و جدار با off-set 3cm را نشان می‌دهند.

این روش برای محاسبه‌ی پروفایل در حضور بلوک با ضخامت متغیر نیز ارزشمند خواهد بود. برای همین منظور پروفایل برای یک میدان مستطیلی (10×20cm) با سه بلوک به ابعاد ۷×۷ سانتی‌متر و به ضخامت ۲/۵، ۴ و ۷/۹ سانتی‌متری در گوشه راست اندازه‌گیری و با استفاده از رابطه‌ی (۱۰) محاسبه شد (شکل‌های ۶-الف و ب). جدول ۲- میانگین و احراف معیار مقدار شاخص گاما را داخل و خارج از میدان تابشی شکل‌های ۲-۶ را به تفکیک نشان می‌دهد.

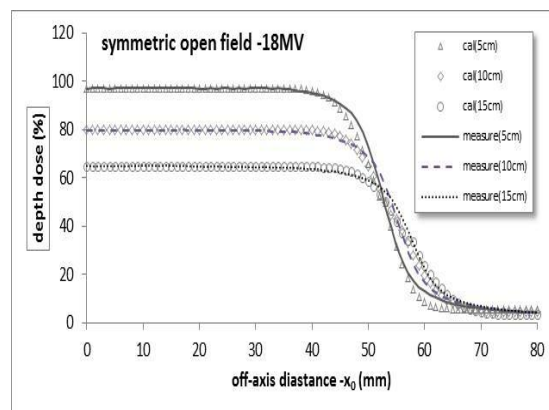
از آنجایی که برای ترسیم پروفایلها به فاکتورهای تصحیح نیاز است، ابتدا برای یک میدان متقارن ۱۰×۱۰ (شکل‌های ۲-الف و ب) برای دو انرژی ۶ و ۱۸ مگاولتاژ و در سه عمق ۵، ۱۰ و ۱۵ و به ازای یک سری فاکتور تصحیح دلخواه و تقریبی پروفایل محاسبه شده و با پروفایل اندازه‌گیری شده با استفاده از شاخص گاما سنجیده می‌شود. این ضرایب تا زمانی که شرط  $\gamma \leq 1$  اتفاق بیافتد تغییر داده می‌شوند. در نهایت فاکتورهای تصحیح به شرح زیر به دست آمد:

$$\sigma_{out} = 0, \sigma_{in,6MV} = 0.3, \sigma_{in,18MV} = 0.55$$

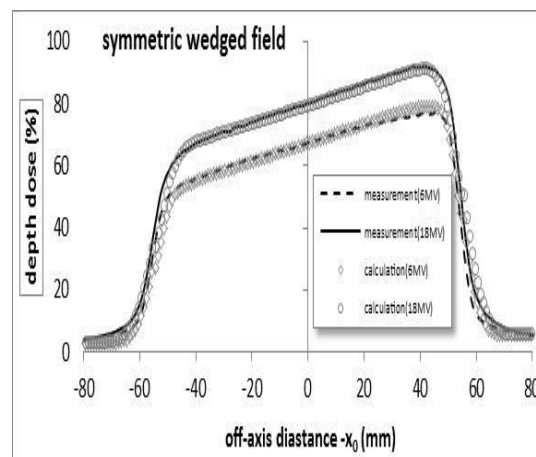
و  $T_J = 0.01$  و  $C_{e.d.i.s.e.q} = 0.0$ . پس از محاسبه فاکتورهای تصحیح، پروفایل برای حالت‌های دیگر محاسبه می‌شود. شکل‌های ۳-۵ پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری



شکل ۲: الف- پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری شده در عمق‌های ۵، ۱۰ و ۱۵ سانتی‌متری برای یک میدان متقارن  $10 \times 10$  و انرژی ۶MV.

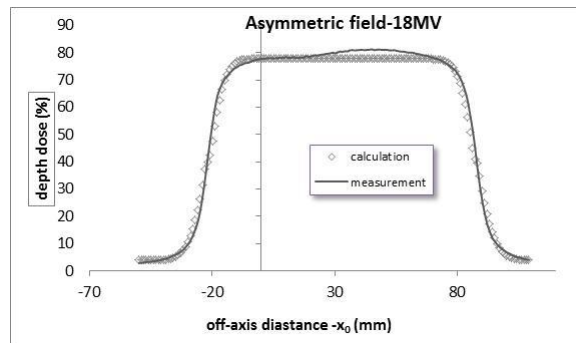


شکل ۲: ب- پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری شده در عمق‌های ۵، ۱۰ و ۱۵ سانتی‌متری برای یک میدان متقارن  $10 \times 10$  و انرژی ۱۸MV.

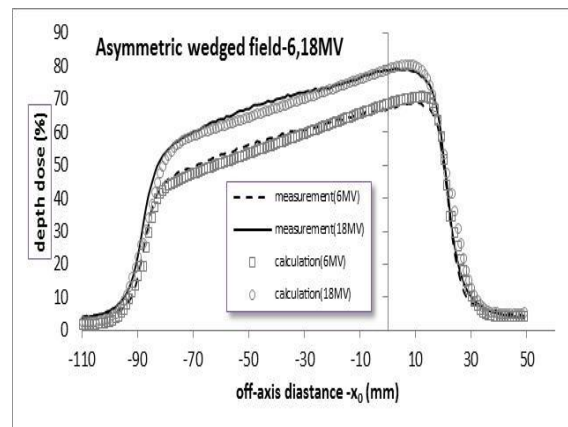


شکل ۳: پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری شده در عمق ۱۰ سانتی‌متری برای یک میدان متقارن  $10 \times 10$  با وج  $45^\circ$  شتاب‌دهنده واریان. ضریب تضعیف وج ( $\mu_W$ ) برای شتاب‌دهنده وازیان به ترتیب ۰.۵ و  $0.45 \text{ 1/cm}$  برای انرژی‌های ۶ و ۱۸.

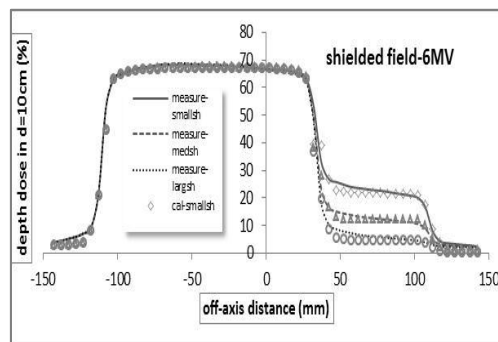




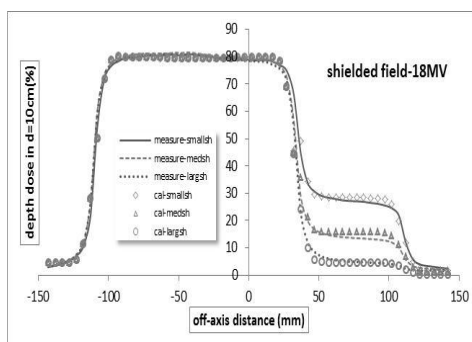
شکل ۴: پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری شده در عمق ۱۰ سانتی متری برای یک میدان نامتقارن ۱۰×۱۰ با ۳ سانتی متر off-set و شتاب‌دهنده زیمنس.



شکل ۵: پروفایل محاسباتی و اندازه‌گیری شده در عمق ۱۰ سانتی متری برای یک میدان نامتقارن ۱۰×۱۰ با وج ۴۵° و با ۳ سانتی متر off-set و شتاب‌دهنده زیمنس. ضریب تضعیف وج ( $\mu_w$ ) برای شتاب‌دهنده زیمنس به ترتیب 0.3 و 0.24 1/cm برای انرژیهای ۶ و ۱۸.



شکل ۶-الف: پروفایل محاسبه و دوزیمتری شده در عمق ۱۰ سانتی متری برای میدان ۱۰ در ۲۰ با شیلدهای ۷×۷ در گوشه‌ی راست و ضخامت‌های ۲/۵، ۴ و ۷/۹ سانتی متری برای شتاب‌دهنده واریان و انرژی ۶ مگاولتاژ (ضریب تضعیف بلوک سربندی برای این انرژی 0.44 (1/cm))



شکل ۶-ب: پروفایل محاسبه و دوزیمتری شده در عمق ۱۰ سانتیمتری برای میدان ۱۰ در ۲۰ با شیلدهای ۷×۷ در گوشه‌ی راست و ضخامت‌های ۲/۵، ۴ و ۷/۹ سانتی‌متری برای شتاب‌دهنده واریان و انرژی ۱۸ مگاولتاژ (ضریب تضعیف بلوک سروبندی برای این انرژی ۰.۴۲ (1/cm)).

جدول ۲: شاخص گامای میانگین و انحراف معیار برای انرژی‌های ۶ و ۱۸ مگاولتاژ داخل و خارج میدانهای تابشی به کار رفته در شکل‌های (۲-۶).

Depth (cm)	10×10 – open (شکل ۲-الف و ب)			
	γ-index - 6MV		γ-index - 18MV	
	In field	Out field	In field	Out field
5	0.20±0.2	0.30±0.29	0.21±0.21	0.32±0.23
10	0.16±0.17	0.56±0.25	0.20±0.19	0.32±0.19
15	0.08±0.09	0.61±0.33	0.17±0.16	0.45±0.18
10	10×10 – wedge 45° (شکل ۳-)			
	0.36±0.23	0.51±0.26	0.25±0.20	0.38±0.22
10	10×10 – open (off-set 3cm) (شکل ۴-)			
			0.25±0.22	0.47±0.31
10	10×10 – wedge 45° (off-set 3cm) (شکل ۵-)			
	0.51±0.24	0.44±0.27	0.45±0.27	0.37±0.22
	10×20 – shielded (شکل ۶-الف و ب)			
10(small)	0.43±0.73	0.51±0.26	0.44±0.44	0.46±0.53
10(med)	0.41±0.64	0.50±0.29	0.64±0.77	0.36±0.16
10(large)	0.49±0.62	0.56±0.24	0.47±0.67	0.36±0.17

## بحث

تحلیلی برای محاسبه‌ی پروفایل و منحنی‌های هم‌دوز راهگشا خواهد بود. در این مطالعه یک الگوریتم محاسباتی برای پروفایل دوز جذبی در فانتوم یکنواخت آب و برای جداسازی سهم پرتوهای اولیه از پراکنده برای میدانهای نامنظم باز و یا وجدار ارائه شده است. در این روش تنها به درصد دوز عمقی اندازه‌گیری شده برای چندین میدان مربعی برای هر انرژی و هر زاویه وج بر

هر سیستم طراحی درمانی قادر است که توزیع دوز در هر نقطه از میدان تابشی را محاسبه کند. لذا برای بررسی دقت و صحت عملکرد الگوریتمهای محاسباتی به کار رفته در TPS یک سری پروفایل عرضی در عمقهای مختلف و برای میدانهای تابشی گوناگونی باید اندازه‌گیری شود. از آنجا که چنین اندازه‌گیری‌هایی بسیار وقت‌گیر و مقرون به صرفه نیستند، وجود یک مدل

همچنین دیگر ضرایب به کار رفته در این کار تحقیقاتی، برای همه عمقها یکسان می‌باشد، زیرا برای محاسبه پروفایل از اطلاعات ذخیره شده PDD در همان عمق استفاده می‌شود. به عبارت دیگر برای محاسبه پروفایل در عمقی خاص، پس از محاسبه مربع معادل نسبت به نقاط خارج از مرکز، از نتایج دوزیمتری PDD برای آن مربع و در همان عمق استفاده می‌شود. لذا پروفایل محاسباتی در هر عمقی و برای هر اندازه میدانی قابل قبول می‌باشد. یکی از نواقص این روش این است که این برنامه محاسباتی برای فانتوم آب نوشته شده است، لذا برای محاسبه توزیع دوز در بدن بیمار عواملی همچون غیر یکنواختی، کانتور بدن و آلودگی الکترون نیز باید لحاظ شود. با این حال این روش می‌تواند به‌عنوان یک الگوریتم محاسبه توزیع دوز برای تست و اعتبارسنجی سیستم‌های تجاری طراحی درمان برای رادیوتراپی متداول و به‌خصوص برای رادیوتراپی تعدیل شده مبتنی بر جبرانگر (compensator -based intensity) استفاده (modulated radiation therapy (IMRT) استفاده شود.

### قدردانی و تشکر

نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از بخش رادیوتراپی و انکولوژی بیمارستان گلستان اهواز برای همکاری صمیمانه و همچنین از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز برای تأمین هزینه‌های این طرح پژوهشی تشکر و قدردانی کنند.

روی محور مرکزی به طور جداگانه برای درون‌یابی درصد دوز عمقی میدان معادل و همچنین یک سری پروفایل برای پیدا کردن ضرایب تصحیح نیاز است. اغلب این دوزیمتریها در زمان Commissioning انجام می‌شود.

در این پژوهش، یک الگوریتم برای محاسبه منحنی-های هم‌دوز ارائه شده که شامل دو بخش اصلی: محاسبه سهم پرتوهای پراکنده به هر نقطه بر اساس مفهوم مربع معادل نسبت به آن نقطه و اثر حضور کولیماتور به‌عنوان یک محدود کننده و دو بخش فرعی: اثرات مربوط به وج و بلوک (یا MLC) در صورت حضور در مسیر پرتو، می‌باشد. همان‌طور که از جدول ۱- دیده می‌شود این روش تحلیلی نتایج قابل قبولی در محاسبه مربع معادل میدانهای مستطیلی نسبت به روشهای قبلی نشان می‌دهد (۲، ۱۴). همچنین برای میدانهای کوچک به دلیل عدم استفاده از روشهای مبتنی بر اندازه‌گیری و مسأله عدم تعادل الکترونی و همان‌طور که در ستون آخر جدول ۱- دیده می‌شود برای میدانهای مستطیلی با یک ضلع کوچکتر از ۲ cm اختلاف درصدهای کمتری نسبت به کار توماس دیده می‌شود (۱۵). نتایج به دست آمده برای پروفایل عرضی در اشکال ۲-۶ و همچنین با توجه به جدول ۲- نشان می‌دهد که این روش در تمام میدانهای تابشی مطرح شده دارای شاخص گاما کوچکتر از ۱ بوده و لذا یک روش قابل قبول برای محاسبه پروفایل در نواحی با گرادیان دوز پایین و بالا می‌باشد. این روش در محل نیم سایه، تنها با استفاده از یک ضریب تصحیح عدم تعادل الکترونی ( $CF_{e,disseq}$ )، برای هر انرژی و در هر عمقی، قادر است نتایج قابل قبولی را به دست دهد.

## References

- 1-Day MJ. A note on the calculation of dose in x-ray fields. *British Journal of Radiology* 1950 Jun;23(270):368-9. PubMed PMID: 15420384. Epub 1950/06/01. eng.
- 2-Day MJ, Aird EG. The equivalent field method for dose determinations in rectangular fields. *British Journal of Radiology Suppl.* 1996;25:138-51. PubMed PMID: 9068361. Epub 1996/01/01. eng.
- 3-Sterling T, Perry H, Weinkam J. Automation of radiation treatment planning. VI. A general field equation to calculate percent depth dose in the irradiated volume of a cobalt 60 beam. *British Journal of Radiology.* 1967 Jun;40(474):463-74. PubMed PMID: 6026460. Epub 1967/06/01. eng.
- 4-Kornelsen RO, Young ME. Empirical equations for the representation of depth dose data for computerized treatment planning. *Br J Radiol.* 1975 Sep;48(573):739-48. PubMed PMID: 1182433. Epub 1975/09/01. eng.
- 5-Pal S, Ravishankar R, Sharma RP, Muthukrishnan G, Ray DK, Roy SN, et al. Empirical formula for the prediction of off axis ratios and isodose curves for a treatment planning system. *J Med Phys.* 2006 Oct;31(4):262-8. PubMed PMID: 21206642. Epub 2006/10/01. eng.
- 6-El-Attar AL, Abdel-Wanees ME, Hashem MA. Dose Measurement and Calculation of Asymmetric X-Ray Fields from Therapeutic Linac Tenth Radiation Physics & Protection Conference 27-30 November; Nasr City - Cairo, Egypt 2010.
- 7-Millin AE, Smith CW. A beam profile generation algorithm for wedged half-beam blocked asymmetric fields. *Phys Med Biol.* 1994 Jan;39(1):63-73. PubMed PMID: 7652000. Epub 1994/01/01. eng.
- 8-Thomas SJ, Thomas RL. A beam generation algorithm for linear accelerators with independent collimators. *Phys Med Biol.* 1990;35(3):8.
- 9-Tsalafoutas IA, Xenofos S, Papalexopoulos A, Nikolettopoulos S. Dose calculations for asymmetric fields defined by independent collimators using symmetric field data. *Br J Radiol.* 2000 Apr;73(868):403-9. PubMed PMID: 10844866. Epub 2000/06/09. eng.
- 10-Kwa W, Kornelsen RO, Harrison RW, el-Khatib E. Dosimetry for asymmetric x-ray fields. *Med Phys.* 1994 Oct;21(10):1599-604. PubMed PMID: 7869992. Epub 1994/10/01. eng.
- 11-Podgoršak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students: International Atomic Energy Agency; 2005. 195-6 p.
- 12-Björngard BE, Siddon RL. A note on equivalent circles, squares, and rectangles. *Med Phys.* 1982 Mar-Apr;9(2):258-60. PubMed PMID: 7087913. Epub 1982/03/01. eng.
- 13-Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998 May;25(5):656-61. PubMed PMID: 9608475. Epub 1998/06/03. eng.
- 14-Venselaar JL, Heukelom S, Jager HN, Mijnheer BJ, van Gasteren JJ, van Kleffens HJ, et al. Is there a need for a revised table of equivalent square fields for the determination of phantom scatter correction factors? *Phys Med Biol.* 1997 Dec;42(12):2369-81. PubMed PMID: 9434294. Epub 1998/01/22. eng.
- 15-Thomas SJ, Eaton DJ, Tudor GS, Twyman NI. Equivalent squares for small field dosimetry. *Br J Radiol.* 2008 Nov;81(971):897-901. PubMed PMID: 18941049. Epub 2008/10/23. eng.

«Original Article»

## Isodose 2D determining in water phantom regular and irregular fields in radiation therapy for calculation modulated dose

Mohamad Javad Tahmasebi Biragani<sup>1</sup>, Nahid Chegeni<sup>2\*</sup>, Mansur Zabihzade<sup>3</sup>, Shole Arvandi<sup>4</sup>,  
Sasan Razmjoo Ghalae<sup>4</sup>, Fatemeh Seif<sup>2</sup>

1-Associate professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

2-Ph.D Student of Medical Physics, Department of Medical Physics, School of Medicine, Student Research Committee, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

3- Assistant professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

4-Assistant professor, Department of Radiotherapy, Golestan hospital, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

\*Corresponding author:  
Nahid Chegeni; Department of Medical Physics, School of Medicine, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.  
Tel:09163534022  
Email: nchehen@yahoo.com

### Abstract

**Background:** The dose distribution plays an importance role in the commercial treatment planning algorithm; therefore, a patient-independent model is needed to calculate the modulated profile.

**Methods:** A general formula has been proposed to calculate the profiles for any field shape in the wedged and non-wedged, blocked and non-blocked fields under symmetry and asymmetry photon beam conditions. Percentage depth doses (PDDs) are measured for a large number of square fields for both energies, and 45° wedge. Accessing the accuracy of the model for profile prediction, several measurements were carried out for some special treatment fields.

**Results:** Comparison between measurements and calculation showed that using the  $\gamma$ -index in the range of 3% error in the low dose gradient region and a 3mm isodose shift in the penumbra region.

**Conclusion:** This analytical approach provides a general fast and accurate algorithm to calculate dose distribution for any treatment field in conventional radiotherapy.

**Keywords:** dose distribution, equivalent field, asymmetric field, irregular field, treatment planning.

► please cite this paper as:

Tahmasebi Biragani MJ, Chegeni N, Zabihzade M, Arvandi Sh, Razmjoo Ghalae S, Seif F. Isodose 2D determining in water phantom regular and irregular fields in radiation therapy for calculation modulated dose. *jentashapir* 2013;4(3):203-215

Received: 02.03.213

Accepted: 12.05.2013